

Method for measuring the degree of nasality

Patent Number: ☐ US4519399
Publication date: 1985-05-28
Inventor(s): HORI KIYOHARU (JP)
Applicant(s): RION CO (JP)
Requested Patent: ☐ DE3345067
Application Number: US19830557536 19831202
Priority Number(s): JP19820218210 19821213
IPC Classification: A61B5/00
EC Classification: A61B5/087
Equivalents: ☐ FR2537429, ☐ JP59107399

Abstract

A method of measuring the degree of nasality in human voice sounds by independently isolating and measuring without leakage the exhaled air flow rate through the nose and the exhaled air flow rate through the mouth of a person resulting from the utterance of a sound and determining the ratio of the two air flow rates.

Data supplied from the **esp@cenet** database - I2

BEST AVAILABLE COPY



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
11 DE 3345067 A1

51 Int. Cl. 3:
A61 B 5/08
G 10 L 1/00

21 Aktenzeichen: P 33 45 067.6
22 Anmeldetag: 13. 12. 83
43 Offenlegungstag: 20. 6. 84

DE 3345067 A1

30 Unionspriorität: 32 33 31
13.12.82 JP P218210-82

71 Anmelder:
Rion K.K., Kokubunji, Tokyo, JP

74 Vertreter:
Eitle, W., Dipl.-Ing.; Hoffmann, K., Dipl.-Ing.
Dr.rer.nat.; Lehn, W., Dipl.-Ing.; Fücksle, K.,
Dipl.-Ing.; Hansen, B., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.;
Brauns, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Görg, K.,
Dipl.-Ing.; Kohlmann, K., Dipl.-Ing., Pat.-Anw.; Nette,
A., Rechtsanw., 8000 München

72 Erfinder:
Hori, Kiyoharu, Hino, Tokyo, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Verfahren zum Messen des Nasalgrades in der Stimme

Eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme erfaßt getrennt voneinander und ohne Lackverluste die bei der Lautbildung aus Nase und Mund jeweils ausgestoßenen Luftströmungsmengen und bestimmt deren Verhältnis.

ORIGINAL INSPECTED



334506'

P 33 45 067.6
RION KABUSHIKI KAISHA

39 573 w/gt
2. März 1984

1

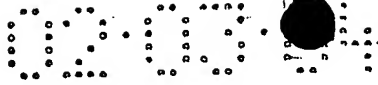
NACHGEREICHT

P A T E N T A N S P R Ü C H E :

1. Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme, gekennzeichnet durch Mittel, um den bei der Lautbildung von der Person durch die Nase ausgeatmeten Luftstrom und den durch den Mund ausgeatmeten Luftstrom voneinander getrennt und ohne Leckverlust zu messen, und Mittel, mit denen der Nasalgrad durch Vergleich der Luftströmungsmengen bestimmt wird.
5
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine abdichtend auf das Gesicht der Person aufsetzbare gemeinsame Maske (40), die ohne Leckverluste die Luft von Nase und Mund aufnimmt und eine den Nasenluftstrom vom Mundluftstrom trennende Trennwand (43) enthält, so daß die Luftströme zu voneinander getrennten Sensoren geleitet werden, die den Luftströmungsmengen entsprechende Ausgangssignale abgeben.
10
15
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch zwei voneinander getrennte Masken (22, 23) für Nase und Mund, die dicht schließend auf das Gesicht der Person aufsetzbar sind und ohne Leckverluste die ausgeatmeten Luftströme auffangen, wobei jede Maske einen Sensor (24a, 25a) zum Erzeugen voneinander unabhängiger Ausgangssignale enthält, welche die ausgeatmeten Luftströmungsmengen darstellen.
20
25

BAD ORIGINAL

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der
durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge ent-
sprechenden Wertes durch einen der durch die Nase aus-
5 geatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wert.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der
durch die Nase ausgeatmeten Luftströmungsmenge ent-
10 sprechenden Wertes durch einen der durch den Mund aus-
geatmeten Luftströmungsmenge entsprechenden Wert.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der
15 durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge ent-
sprechenden Wertes durch einen der Summe der durch
Mund und Nase ausgeatmeten Luftströmungsmengen ent-
sprechenden Wert.
- 20 7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
gekennzeichnet durch Mittel zum Dividieren eines der
durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmenge ent-
sprechenden Wertes durch einen der durch Summe
25 der durch Mund und Nase ausgeatmeten Luftströmungs-
mengen entsprechenden Wert.



3345067

4
3

1 P 33 45 067.6
RION KABUSHIKI KAISHA

39 573 w/gt
2. März 1984

NACHGEREICHT

5

Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades in der Stimme

10 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme. Das Messen des Nasalgrades ist auf dem Gebiet der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, der Zahnheilkunde und der Kiefer-Gesichts-
15 chirurgie wichtig. Z.B. enthält der Klang einer Person, die eine Gaumenspalte hat, erheblich mehr nasale Laute als einer Person mit normalem Gaumen. Wenn der Nasalgrad klar in Ziffern angegeben werden kann, dann kann der Grad der Gaumenspalte objektiv bewertet werden.

20 Es wurde bereits ein Nasalindikator vorgeschlagen, mit dem der Nasalgrad numerisch angezeigt werden kann. Dieser bekannte Nasalindikator soll in Verbindung mit Fig. 1 beschrieben werden. Ein Schwingungsdetektor 1 wird dazu in einer bestimmten Position am Gesicht angeordnet, um
25 die Schwingungen aufzunehmen, die beim Sprechen durch die Nasenhöhle hindurchgehen. Gleichzeitig wird ein Mikrofon 2 mit einem bestimmten Abstand vor den Lippen angeordnet, um die durch das Sprechen hervorgebrachten Klangwellen zu erfassen. Die Ausgangssignale des Detektors und des Mikrofons werden dann nach folgender Beziehung (1) zueinander in Vergleich gesetzt, um den Nasalgrad herauszufinden:

$$\text{Nasalgrad} = \frac{\text{Ausgangsspannung des Schwingungsdetektors}}{\text{Ausgangsspannung des Mikrofons}} \quad (1)$$

35

Wie die Fig. 1 zeigt, werden die jeweiligen Ausgangssignale des Detektors 1 und des Mikrofons 2 über Verstärker

3, 4 verstärkt, durch eine Detektor/Gleichrichterschaltung 5, 6 gegeben und einer Vergleichsschaltung 7 zugeführt, die das Verhältnis V/S von zwei Ausgangsspannungen feststellt (mit V ist der Ausgangspegel des Schwingungsdetektors 1, mit S der Ausgangspegel des Mikrofons 2 bezeichnet), und das Ausgangssignal der V/S -Schaltung 7 wird auf einem Instrument 8 zum Ablesen angezeigt.

Fig. 2 ist eine Schnittdarstellung eines menschlichen Kopfes, in der die Wege erkennbar sind, über die die Töne der Stimme gehen. Der Schwingungsdetektor oder Vibrationsdetektor 1 ist seitlich im oberen Bereich der Nase befestigt, was mit Hilfe eines doppelseitig klebenden Bandes o. dgl. geschehen kann. Die vom Vibrationsdetektor 1 aufgenommenen Signale bestehen aus einem Signal b, das die Wände eines Stimmtrakts in Schwingungen versetzt, wenn der Stimmlauf durch diesen Stimmtrakt hindurchgeht und die Wände durch Resonanz in der Nasenhöhle beeinflußt, sowie aus Signalen a und c, die durch Resonanz in der Nasenhöhle nicht beeinflußt werden. Das Signal a wird während des Kluges zum Vibrationsdetektor 1 über die Mundhöhle, das Signal b zum Vibrationsdetektor über die Nasenrachenhöhle und das Signal c zum Vibrationsdetektor 1 über andere Bahnen übertragen. Die beiden Pfeile in der Figur deuten die Stimmwege an.

Der Nasalgrad ist folgendermaßen festgelegt:

$$V/S = (V_1 + V_2) / S$$

35 worin V_1 einen Signalpegel bedeutet, der durch Resonanz im Nasenraum beeinflusst ist, und V_2 einen Signalpegel bedeutet, der nicht durch die Resonanz im Nasenraum beeinflusst ist. V_2 ist folglich bedeutend kleiner als V_1 , so daß der Nasalgrad näherungsweise durch V_1/S gegeben ist,



3345067

NACHGEREICHT

d.h. nahezu proportional zu den nasalen Komponenten. Hat aber eine Person eine leichte oder mittlere Gaumenspalte, dann gewinnt der Signalpegel V_2 an Bedeutung. Der Nasalgrad ist dann nicht mehr unbedingt proportional zu den Nasalkomponenten. Somit wird bei der herkömmlichen Bestimmungsart der Nasalgrad nicht mehr in jedem Fall exakt bestimmt, d.h., die Werte sind nicht mehr klar und exakt unterscheidbar für eine Person mit gesundem Gaumen im Vergleich zu einer Person mit leichter Gaumenspalte.

Mit der herkömmlichen Vorrichtung ist es außerdem schwierig, unter Verwendung des Vibrationsdetektors nur die pneumatische Vibration festzustellen, die durch den Nasenraum hindurchgegangen ist. Der Vibrationsdetektor erfäßt die pneumatische Vibration, die durch den Stimmtrakt hindurchgeht, eher als die vom Nasenraum über das Gewebe, das den Vibrationsdetektor umgibt. Es ist deshalb schwierig, nur Nasaltöne oder -geräusche zu eliminieren, so daß die Ergebnisse nicht exakt sind.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zum Messen des Nasalgrades im Klang der menschlichen Stimme zu schaffen, die es ermöglicht, den Nasalgrad in Form numerischer Angaben genau zu bestimmen, indem während der Lautbildung der durch die Nasenhöhle ausgeatmete Luftstromanteil gemessen und mit dem über die Mundhöhle ausgeatmeten Luftstromanteil verglichen wird.

Diese Aufgabe wird mit den im Anspruch 1 angegebenen Merkmalen gelöst. Zweckmäßige Weiterbildungen bzw. Ausführungsformen der Erfindung gehen aus den Unteransprüchen hervor.

Wie Fig. 3 zeigt, wird der Stimmklang dadurch hervorgerufen, daß die aus den Lungen ausgeatmete und an den Stimmbändern 11 vorbeistreichende Luft zunimmt und abnimmt, wodurch der Stimmklang entsteht. Unter den Stimmklängen befinden sich Laute, die von den Lippen 13 abgegeben werden und dadurch den Tönen der Mundhöhle 12 zuzurechnen sind, wie /t/, /k/, /p/, /s/, /sch/ u. dgl. Bei den nasalen Lauten, wie /n/, /m/ u. dgl., ist das Gaumenzäpfchen 14 offen, und die Phoneme werden als Töne über

die Nasenhöhle 15 abgegeben. In diesem Fall gelangt ein Teil der nasalen Phoneme durch die Mundhöhle 12 und wird als Ton abgegeben.

- 5 Stimmlose Geräusche werden durch den Atemstoß erzeugt, wenn der Atem durch Verengungen hindurchtritt wie an den Lippen, und durch Artikulationsstellungen der Zunge. Plosivlaute wie z.B. /t/ u. dgl. werden durch vollständiges Schließen der Lippen 13 und des Gaumenzäpfchens 14 erzeugt, um den Druck der aus der Lunge ausströmenden Luft zu erhöhen, wonach dann plötzlich die Lippen geöffnet werden. Die Lauterzeugung während der Lautbildung hängt somit vom Strömungsvorgang der ausgeatmeten Luft ab. Die Erfindung ist auf dieser Tatsache aufgebaut und beachtet 15 die Wege, durch die die ausgeatmete Luft strömt. Genauer gesagt wird mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung ein Vergleich der Atemluftströmungsraten angestellt, um damit den Nasalgrad numerisch zu bestimmen.
- 20 Die Erfindung ist im folgenden an Ausführungsbeispielen und anhand der Zeichnungen näher erläutert. In den Zeichnungen zeigen:

- Fig. 1 ein Blockschaltbild eines herkömmlichen Nasalgradindikators;
- 25 Fig. 2 eine Schnittdarstellung durch einen Teil des menschlichen Kopfes mit Angabe des Anbringungs-ortes eines Mikrofons und eines Vibrationsdetektors für das herkömmliche Indikatorsystem nach Fig. 1;
- 30 Fig. 3 einen Schnitt durch den Mund- und Nasenbereich eines Kopfes mit Darstellung der Luftströmungswege;
- 35 Fig. 4 ein Blockschaltbild eines Ausführungsbeispiels einer elektronischen Schaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung.

1

Fig. 5 ein sich in Verbindung mit dem Ausführungsbeispiel der Fig. 4 ergebendes Zeitdiagramm;

5

Fig. 6 das Blockschaltbild einer anderen elektronischen Schaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung;

10

Fig. 7 das Blockschaltbild einer Schaltung, in der Heißdraht-Luftströmungsmesser verwendet werden;

15

Fig. 8 ein Diagramm, das die Beziehung zwischen der Atemluftströmungsrate und dem Ausgangssignal in der Schaltung nach Fig. 7 wiedergibt;

20

Fig. 9A, 9B und 9C perspektivische Ansicht, Rückseite bzw. Seitenprofil einer kombinierten Nasen- und Mundmaske, die bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet wird.

25

Fig. 4 zeigt, daß zur Messung mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung vor das Gesicht 21 eine Nasenmaske 22 über die Nase und eine Lippenmaske 23 über den Mund gesetzt wird, so daß die bei einer Lautbildung ausgeatmeten Luftströme unabhängig voneinander und ohne seitliche Verluste aufgefangen werden. Die Masken 22, 23 sind beispielsweise aus Gummi hergestellt und im wesentlichen konisch geformt. Sie sind mit Luftströmungsmessern 24, 25 ausgestattet, mit denen die bei der Lautbildung hervorgebrachten Luftströmungsmengen, die in diese Masken 22, 23 abgegeben werden, gemessen werden. Die in die Nasenmaske 22 aus der Nasenhöhle einströmende Luft wird vom Strömungsmesser 24, die in die Mundmaske 23 aus der Mundhöhle einströmende Luft vom Strömungsmesser 25 gemessen.

30

35

Die elektrischen Spannungsausgangssignale der Luftströ-

1

mungsmesser 24 und 25 geben die Strömungsmengen wieder;
 die Ausgangssignale werden den Eingängen einer Addier-
 schaltung 26 zugeführt. Die Addierschaltung 26 und die
 übrigen Schaltungsteile des elektronischen Systems können
 durch Operationsverstärker gebildet sein, wie sie z.B.
 im Buch Burr-Brown Operational Amplifiers, McGraw-Hill
 Book Company, 1971, beschrieben sind. Die Ausgangsgröße
 der Additionsschaltung wird einer Detektor/Gleichrichter-
 schaltung 27 zugeleitet, von der sie in eine Ausgangs-
 spannung umgesetzt wird, die in einer logarithmischen
 Funktion zur Eingangsspannung steht, welche über einen
 logarithmischen Verstärker 28 dem einen von zwei Eingän-
 gen einer Subtrahierschaltung 29 zugeführt wird. Die an-
 dere Ausgangsspannung vom Strömungsmesser 24 wird in
 der Detektor/Gleichrichterschaltung 30 in eine Ausgangs-
 spannung, die in logarithmischer Funktion zur Eingangs-
 spannung steht, umgewandelt und über einen logarithmi-
 schen Verstärker 31 dem anderen der beiden Eingänge der
 Subtrahierschaltung 29 zugeführt. Die Subtrahierschal-
 tung 29 erzeugt damit eine Ausgangsspannung, die folgen-
 der Beziehung (2) genügt:

$$\begin{aligned}
 & \text{Ausgangssignal der Subtrahierschaltung 29 (in db)} \\
 & = 20 \log (\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}) \\
 & - 20 \log (\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}) \\
 & + (\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}) \\
 & = 20 \log \frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}
 \end{aligned}$$

Die Subtraktionsschaltung 29 bringt danach eine Aus-
 gangsspannung hervor, die dem logarithmischen Wert des
 Verhältnisses von durch die Nase ausgeatmeter Strömungs-
 menge zu gesamter ausgeatmeter Strömungsmenge bei der
 Lautbildung entspricht. Wenn man das Ausgangssignal von
 der Subtraktionsschaltung 29 einer numerischen Anzeige-

~~10~~
9.

1

einrichtung 32 zuführt, kann der Nasalgrad in Zahlenwer-
ten angezeigt werden. Wenn als Anzeigeeinrichtung 32 ein
5 Instrument mit Sichtanzeige verwendet wird, läßt sich
der Ausgangswert bestimmen und zugleich sichtbar anzei-
gen.

Fig. 5 ist ein Zeitdiagramm des beschriebenen Ausfüh-
rungsbeispiels. Die Kurve (a) zeigt das Ausgangssignal
10 der Detektor/Gleichrichterschaltung 30, wenn ein Laut
[ana] ausgesprochen wird, Diagramm (b) zeigt die Aus-
gangswellenform des logarithmischen Verstärkers 28, und
Kurve (d) zeigt die Ausgangswellenform der Subtrahier-
15 schaltung 29. Aus der Kurve (d) ist deutlich ersichtlich,
daß bei der nasalen Lautbildung [nā] eine niedrige Am-
plitude vorliegt, während beim ersten Laut [a], der nicht
nasal ist, die Amplitude hoch ist. Man kann also die
beiden Lautbereiche deutlich voneinander unterscheiden.

20

Wenn einfach gefordert wird, Nasallaute von solchen, die
nicht-nasal sind, zu unterscheiden, wenn also nicht ge-
fordert wird, den Nasalgrad zu ermitteln, dann können
die Ausgangswerte der beiden Luftströmungsmesser 24, 25
25 addiert und mit dem Ausgangswert des Strömungsmessers 25
verglichen werden, der nur die Luftströmungsmenge des
Mundes wiedergibt, wodurch eine Abwandlungsform der oben
beschriebenen Ausführungsform erhalten wird, so daß dann
die Subtraktionsschaltung 29 ein Ausgangssignal gemäß
30 nachstehender Beziehung hervorbringt:

$$20 \log \frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

35 Die Subtraktionsschaltung 29 erzeugt eine Ausgangssignal-
kurve, wie sie in Fig. 5(e) wiedergegeben ist. Hierbei
erzeugt der nasale Laut eine hohe Amplitude, während ein

~~11~~
10

1

5 Laut, der nicht nasal ist, eine geringe Amplitude hervor-
bringt. Auch mit diesem Verfahren können Unterscheidun-
gen gemacht werden.

Bei dem erstbeschriebenen System wurde der Nasalgrad
numerisch nach folgenden Beziehungen bestimmt:

10

$$\frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

oder

15

$$\frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge} + \text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

20

Gemäß einem in Fig. 6 dargestellten zweiten Ausführungs-
beispiel der Erfindung wird der Nasalgrad numerisch nach
folgender Beziehung bestimmt:

$$\frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

oder

25

$$\frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}$$

30

Zu diesem Zweck wird das Spannungsausgangssignal des
Luftströmungsmessers 24, der mit der Nasenmaske (nicht
gezeigt) verbunden ist, dem einen von zwei Eingängen
der Subtrahierschaltung 29 über die Detektor/Gleich-
richterschaltung 30 und den logarithmischen Verstärker
31 zugeführt. Die Ausgangsspannung des Luftströmungs-
messers 25, der mit der Mundmaske verbunden ist, wird
auf den anderen Eingang der Subtrahierschaltung 29 über
die Detektor/Gleichrichterschaltung 27 und den logarith-
mischen Verstärker 28 gegeben. Damit erzeugt die Sub-

35

1

trahierschaltung 29 ein Ausgangssignal nach folgender
Beziehung (3):

5

$$\begin{aligned} & \text{Ausgangsgröße der Subtrahierschaltung 29 (in db)} \\ & = 20 \log (\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}) \\ & \quad - 20 \log (\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}) \\ & = 20 \log \frac{\text{durch die Nase ausgeatmete Strömungsmenge}}{\text{durch den Mund ausgeatmete Strömungsmenge}} \end{aligned}$$

10

Das von der Subtrahierschaltung 29 abgegebene Ausgangs-
signal ist somit der logarithmische Wert des Verhält-
nisses der während der Lautbildung durch den Mund und
15 durch die Nase ausgeatmeten Luftmengen. Der Nasalgrad
kann somit in Zahlenwerten bestimmt werden. Fig. 5(f)
zeigt die Ausgangskurve der Subtrahierschaltung 29. Eine
nasale Stimme erscheint positiv, eine nicht nasale nega-
tiv. Es versteht sich, daß es auch möglich ist, die
20 Schaltungskomponenten anders anzuordnen, so daß die Sub-
trahierschaltung 29 als Ausgangssignal folgendes abgibt:

$$20 \log \frac{\text{durch den Mund ausgeatmete Luftströmungsmenge}}{\text{durch die Nase ausgeatmete Luftströmungsmenge}}$$

25 Bei den Ausführungsformen nach den Fig. 4 und 6 kann es
wünschenswert sein, die Analogausgangssignale der Luft-
strömungsmesser 24, 25 mit A/D-Wandlern in digitale
Größen umzusetzen und diese dann mit Hilfe eines Rech-
ners weiterzuverarbeiten.

30

Fig. 7 zeigt ein Schaltbild einer Einrichtung, in der
Hitzdraht-Luftströmungsmesser verwendet werden, die sich
für die Durchführung der Erfindung besonders eignen. Ein
Luftströmungsmesser mit Hitzdraht 24a wird zum Erfassen
35 der Luftströmungsmenge, die durch die Nase ausgeatmet
wird, verwendet und ist zu dem Zweck mit der Nasenmaske
22 verbunden. Wenn ein Hitzdraht-Luftströmungsfühler

~~13~~
12

1

verwendet wird, wird durch die bei der Lautbildung über die Nasenhöhle ausgeatmete Luft der Widerstand des Hitzdrahtes verändert. Diese Änderung wird über einen Rückkopplungsverstärker 24b in eine Spannungsänderung umgesetzt. Aufgrund der durch die Luftströmung hervorgerufenen Widerstandsänderung beschreibt der Spannungsabfall am Hitzdraht 24a entsprechend der ausgeatmeten Luftströmungsmenge eine Kurve zweiten Grades, wie sie in der Fig. 8 dargestellt ist. Die Kurve a wird in eine Gerade interpoliert, wie sie durch b in Fig. 8 wiedergegeben ist, wozu eine nichtlineare Schaltung 24c verwendet wird, und wird dann über einen variablen Verstärker 24d verstärkt, mit dem der Verstärkungsgrad eingestellt wird, so daß eine gewünschte Spannung erzielt wird. Mit der Mundmaske 23 ist ein Hitzdraht-Luftströmungsmesser 25a verbunden. Wie der Luftströmungsmesser für die Nase ist er für den Mund mit einem Rückkopplungsverstärker 25a, einer nichtlinearen Schaltung 25c und einem variablen Verstärker 25d verbunden. Die Verstärkungsfaktoren der variablen Verstärker 24d und 25d sind so eingestellt, daß an den Ausgängen bei gleichen Luftströmungsmengen gleiche Spannungsänderungen auftreten.

25

Gemäß der vorstehend beschriebenen Erfindung werden ohne Leckverluste die durch die Nase und durch den Mund ausgeatmeten Luftströmungsmengen unabhängig voneinander festgestellt. Es ist dadurch möglich, nur die Nasalsignale herauszuziehen und den Nasalgrad numerisch zu berechnen, wobei hohe Genauigkeit erreicht wird.

30

Die Fig. 9A, 9B und 9C geben verschiedene Ansichten einer kombinierten Nasen- und Gesichtsmaske 40 wieder, die für die leckströmungsfreie und unabhängige Aufnahme der Luftströmungsmengen durch Nase und Mund verwendet werden kann. Die Maske 40 besteht aus einem becherförmigen Be-

35

1

hältnis 41 aus Kunstharz, einer Gummiabdichtung 42 am
Rande des Becherteils 41, die gegen das Gesicht der die
5 Maske 40 tragenden Person gedrückt wird, und einer
Gummitrennplatte 43 innerhalb des Bechers 41. Die Platte
43 teilt den Becherinnenraum in zwei Luftsammelkammern
44 und 45, in die die Luft aus Nase und Mund voneinander
unabhängig aufgenommen wird. Die Kammern 44 und 45 sind
10 mit Luftsammelöffnungen 46 und 47 versehen, über die die
Luft zu den Sensoren, beispielsweise den Hitzdrahtsen-
soren, abgegeben wird, an denen die Luftströmungsmengen-
Ausgangssignale erzeugt werden. Wird die Maske 40 auf das
Gesicht einer zu prüfenden Person aufgesetzt, dann können
15 die durch Nase und Mund ausgeatmeten Luftströme unab-
hängig voneinander ohne Leckverluste gemessen werden.

20

25

30

35

.114.
- Leerseite -

3345067

04.05.84

Nummer:
Int. Cl.3:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

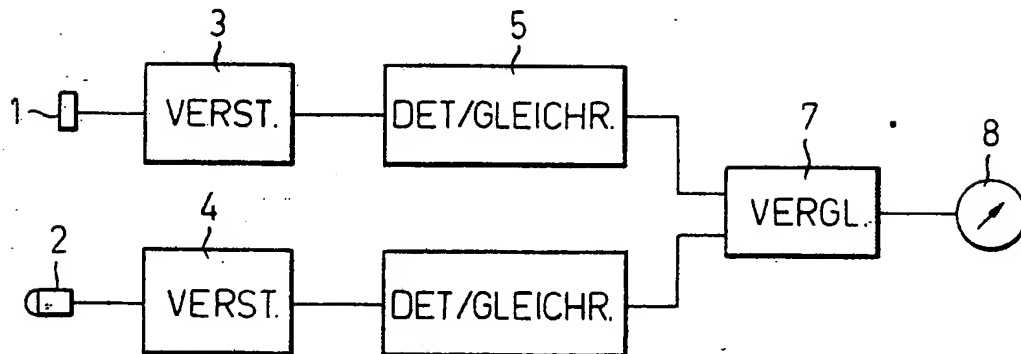
33 45 067
A 61 B 5/08
13. Dezember 1983
20. Juni 1984

Nachricht

19.

FIG.1

STAND D. TECHNIK



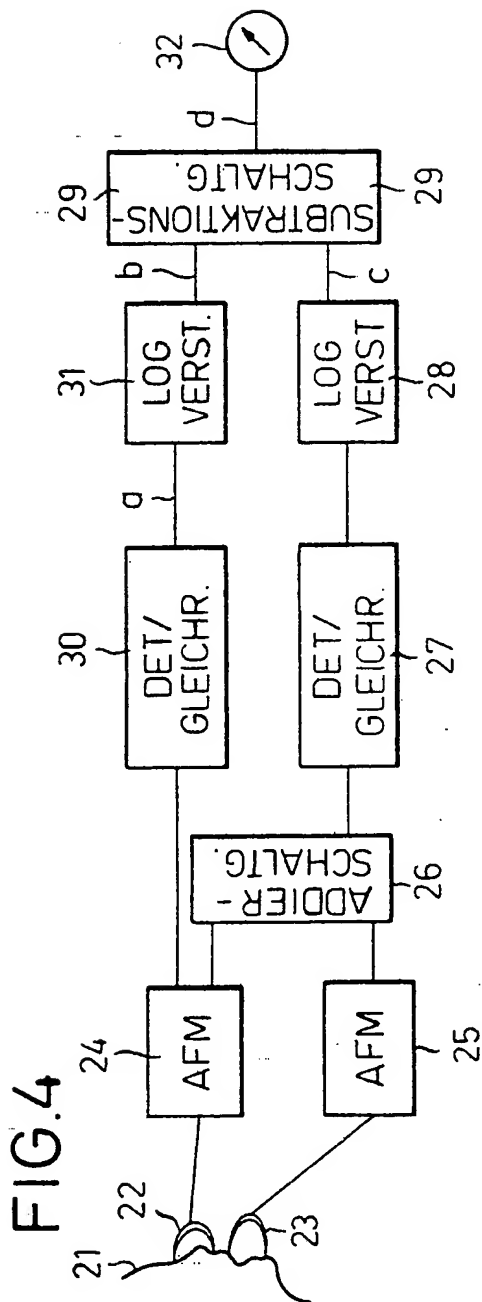
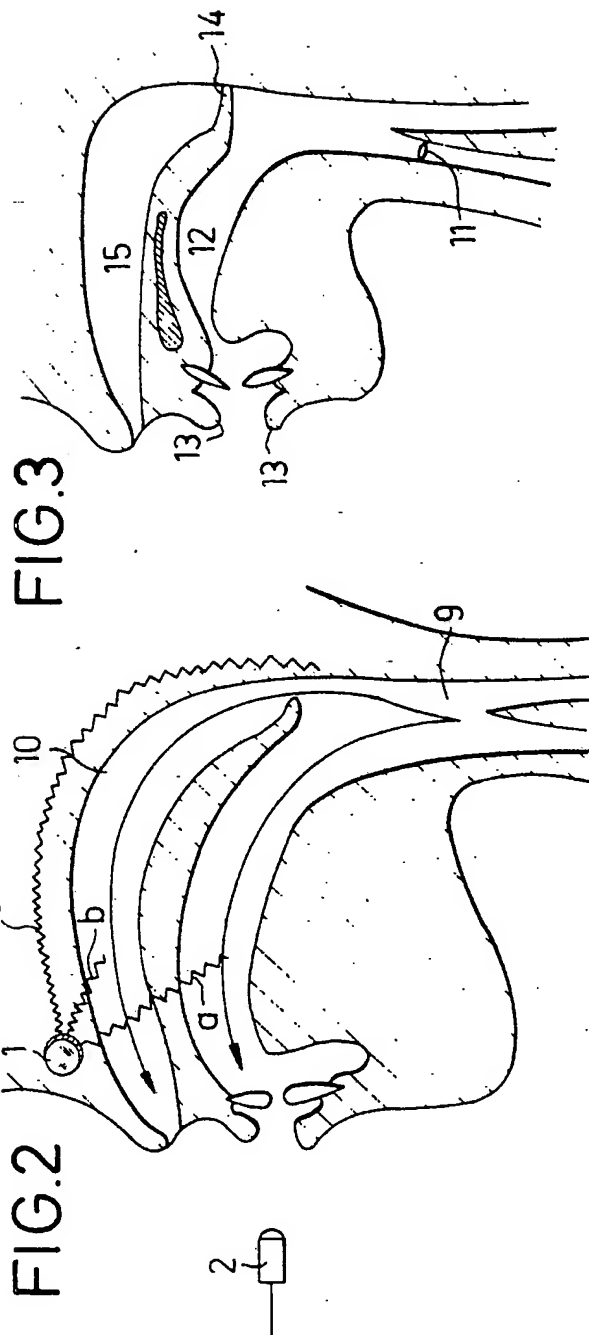


FIG. 5

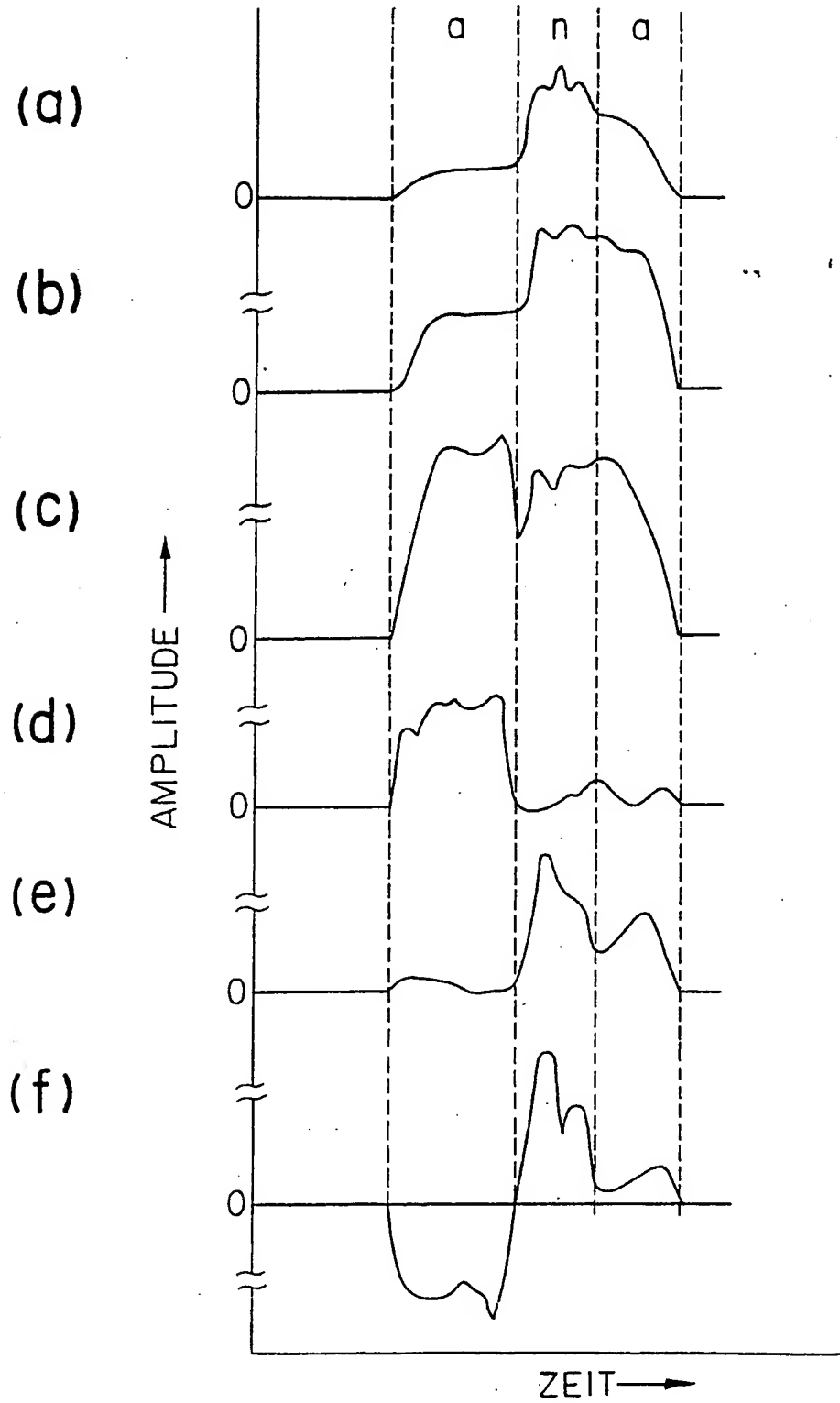


FIG. 6

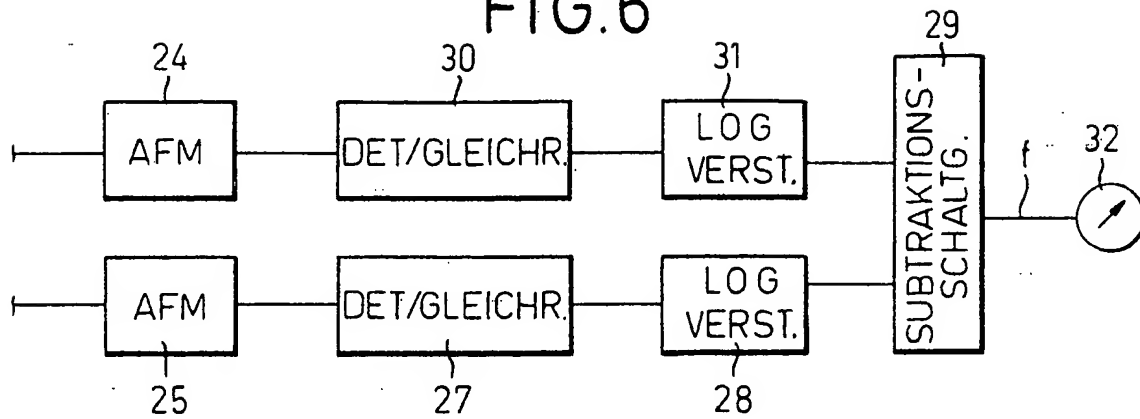


FIG. 7

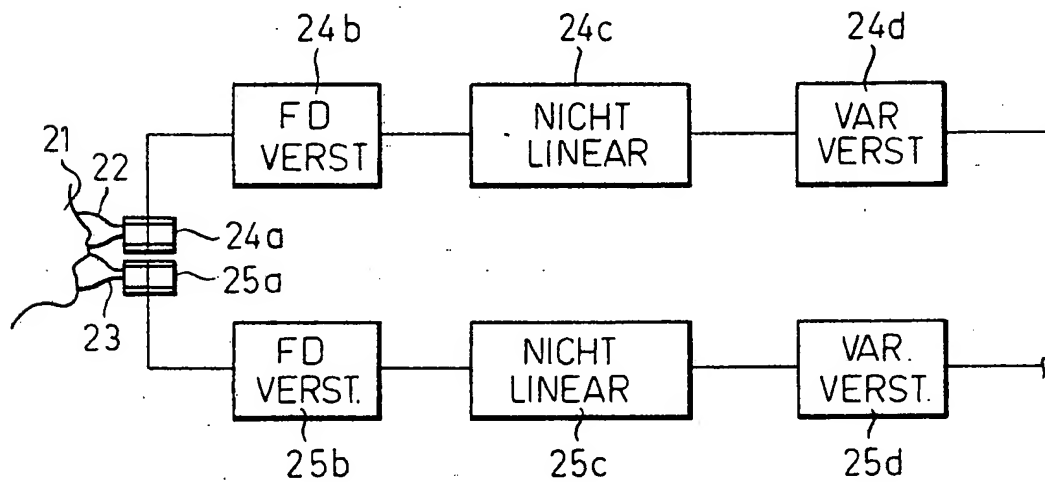


FIG. 8

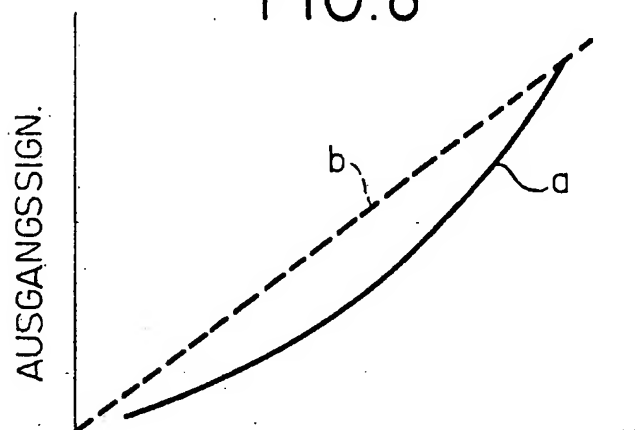


FIG. 9A

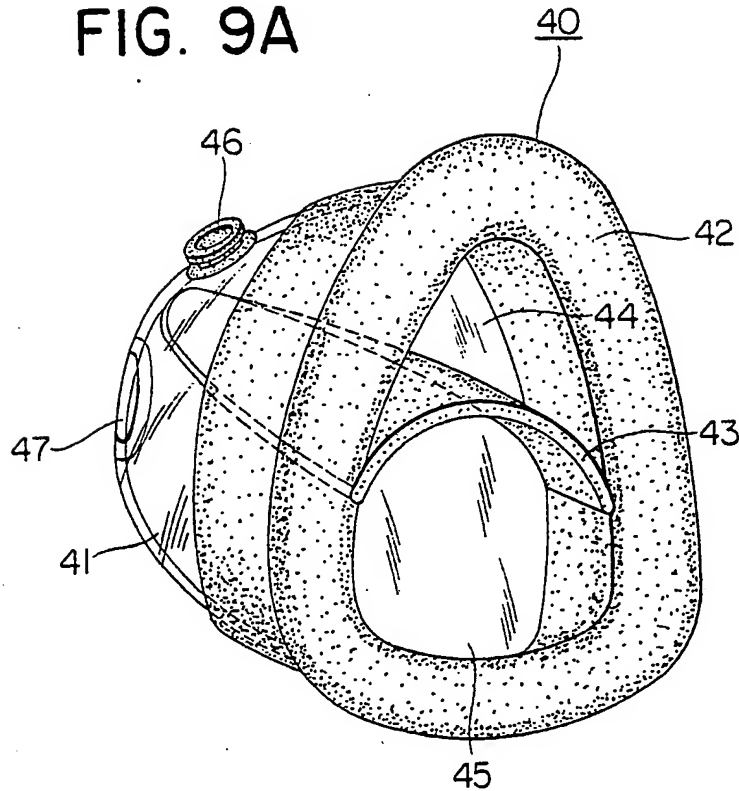


FIG. 9B

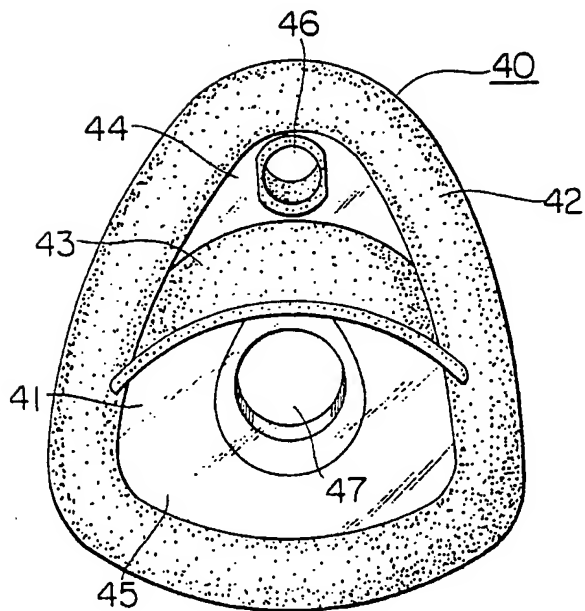
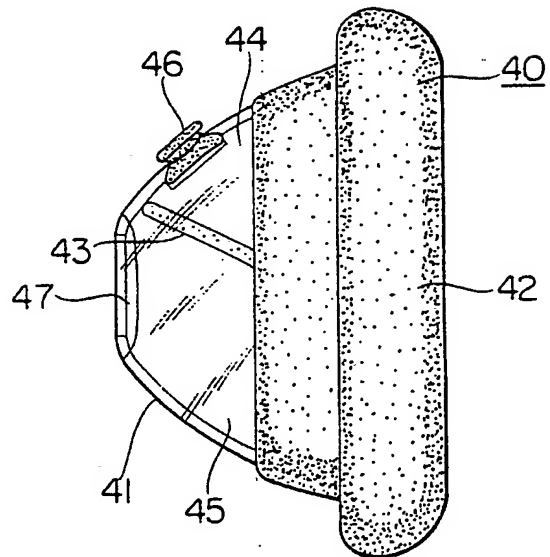


FIG. 9C



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.